

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problems Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



REC'D 26 SEP 2000

WIPO

PCT

PCT/FR 00 / 02133

10-048112

# BREVET D'INVENTION

FR00/02133

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

REGLE 17.1.a) OU b)

**COPIE OFFICIELLE****DOCUMENT DE PRIORITÉ**PRÉSENTÉ OU TRANSMIS  
CONFORMÉMENT À LA  
RÈGLE 17.1.a) OU b)

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le **01 AOUT 2000**Pour le Directeur général de l'Institut  
national de la propriété industrielle  
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT  
NATIONAL DE  
LA PROPRIÉTÉ  
INDUSTRIELLESIEGE  
26 bis, rue de Saint Petersburg  
75800 PARIS Cédex 08  
Téléphone : 01 53 04 53 04  
Télécopie : 01 42 93 59 30

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



REQUÊTE EN DÉLIVRANCE

26 bis, rue de Saint Pétersbourg  
75800 Paris Cedex 08  
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 93 59 30

Confirmation d'un dépôt par télécopie ☐  
Cet imprimé est à remplir à l'encre noire en lettres capitales

Réservé à l'INPI

DATE DE REMISE DES PIÈCES **26 JUIL 1 99**  
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL **9 0 664**  
DÉPARTEMENT DE DÉPÔT **75 INPI PARIS**  
DATE DE DÉPÔT **26 JUIL 1999**

1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE  
À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE  
  
**CABINET JOLLY**  
**54, Rue de Clichy**  
**75009 PARIS**  
  
n° du pouvoir permanent **44348/1/JRJ/CBS** références du correspondant **01.48.74.92.18** téléphone

2 DEMANDE Nature du titre de propriété industrielle  
☒ brevet d'invention ☐ demande divisionnaire  
☐ certificat d'utilité ☐ transformation d'une demande de brevet européen  
  
demande initiale  
☐ brevet d'invention ☐ certificat d'utilité n°  
  
Établissement du rapport de recherche ☐ différé ☒ immédiat  
Le demandeur, personne physique, requiert le paiement échelonné de la redevance ☐ oui ☐ non  
Titre de l'invention (200 caractères maximum)

*Nouvelle prothèse du genou.*

3 DEMANDEUR (S) n° SIREN \_\_\_\_\_ code APE-NAF \_\_\_\_\_  
Nom et prénoms (souligner le nom patronymique) ou dénomination  
  
**Monsieur Michel BERCOVY**

Forme juridique

Nationalité (s) **française**  
Adresse (s) complète (s)  
  
**32, Rue Vaugelas**  
**75015 PARIS**

Pays  
  
**FRANCE**

4 INVENTEUR (S) Les inventeurs sont les demandeurs ☒ oui ☐ non Si la réponse est non, fournir une désignation séparée

5 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES ☐ requise pour la 1ère fois ☐ requise antérieurement au dépôt : joindre copie de la décision d'admission

6 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE  
pays d'origine \_\_\_\_\_ numéro \_\_\_\_\_ date de dépôt \_\_\_\_\_ nature de la demande \_\_\_\_\_

7 DIVISIONS antérieures à la présente demande n° \_\_\_\_\_ date \_\_\_\_\_ n° \_\_\_\_\_ date \_\_\_\_\_

8 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE  
(nom et qualité du signataire)  
  
**Jean-Pierre JOLLY**  
**C.P.I N° 92.1122**

SIGNATURE DU PRÉPOSÉ À LA RÉCEPTION SIGNATURE APRÈS ENREGISTREMENT DE LA DEMANDE À L'INPI

La loi n°78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique aux fichiers et aux libertés s'applique aux réponses faites à ce formulaire. Elle garantit un droit d'accès et de rectification pour les données vous concernant auprès de l'INPI.

**DOCUMENT COMPORTANT DES MODIFICATIONS**

[illegible]

Un changement apporté à la rédaction des revendications d'origine, sauf si celui-ci découle des dispositions de l'article R.612-36 du code de la Propriété Intellectuelle, est signalé par la mention « R.M. » (revendications modifiées).

## NOUVELLE PROTHESE DU GENOU

La présente invention concerne une nouvelle prothèse de l'articulation du genou. Cette prothèse a plus particulièrement pour objet de comporter un dispositif comprenant des moyens de contact optimal, de stabilisation et de guidage entre les pièces mobiles au cours des mouvements tridirectionnels.

On rappelle qu'une prothèse du genou est un implant destiné à remplacer chirurgicalement une articulation de genou détruite.

Une prothèse de genou comporte des éléments solidaires de l'os, généralement métalliques, et des éléments de glissement, généralement en une matière plastique telle que le polyéthylène. Les éléments métalliques sont :

- une pièce fémorale, reproduisant à peu près la forme de l'articulation fémorale du genou ; elle est fixée à l'os, soit directement par une surface réhabitable, soit indirectement par le biais d'une résine acrylique ;

- une surface tibiale fixée à l'extrémité supérieure du tibia, soit directement, soit par l'intermédiaire d'une résine acrylique ; et

- une surface rotulienne fixée à la face postérieure de l'os rotulien, soit directement, soit par l'intermédiaire d'une résine acrylique.

Ces pièces métalliques sont généralement en chrome-cobalt, en titane ou en acier inoxydable ou en d'autres métaux et alliages notamment des céramiques.

Les pièces de glissement et d'amortissement séparant les pièces métalliques sont généralement en polyéthylène ; elles peuvent être soit rendues solidaires de la pièce tibiale ou plateau fixe, soit être mobiles par rapport à cette dernière avec un degré variable de mobilité en rotation (plan horizontal), en déplacement antéro-postérieur (plan sagittal), et en déplacement médio-latéral (plan frontal) ; qu'elles soient fixes ou mobiles, les pièces de glissement en polyéthylène dites "inserts" s'articulent avec la pièce fémorale par deux condyles fémoraux, l'interne et l'externe, ceux-ci ayant une certaine congruence avec les deux surfaces concaves respectives, dites cavités glénoïdes de l'insert en polyéthylène. Une prothèse est dite "à plateau" mobile lorsque l'insert a une rotation axiale libre. La prothèse conforme à l'invention est préférentiellement de ce type.

La rotation axiale libre est un corollaire de la congruence ; la congruence est un avantage tribologique majeur, grâce auquel les pressions et l'usure du polyéthylène constitutif de l'insert sont faibles, ce qui confère une durée de vie plus longue à la prothèse.

Dans des formes plus récentes de prothèse, l'appui s'effectue par trois surfaces, une troisième zone d'appui située entre les deux condyles étant en contact avec une saillie médiane située à la surface supérieure de l'insert. L'emboîtement de ces deux parties peut impliquer :

- soit un troisième condyle fémoral dans une troisième cavité à la face supérieure de l'insert ;

- soit un pion à la face supérieure de l'insert dans une cavité (boîtier) situé entre les deux condyles fémoraux ;

- soit différentes formes de cames situées entre les condyles fémoraux et prenant appui sur une éminence à la partie supérieure de l'insert.

Dans tous les cas, cependant, il existe des angulations dans un plan de coupe de face, rendant le contact entre pièces discontinu.

La partie antérieure de la prothèse fémorale (trochlée) s'articule par l'intermédiaire d'un médaillon en polyéthylène avec la rotule. Ce médaillon en polyéthylène est fixé à l'embase rotulienne ou bien il peut être mobile par rapport à cette dernière. Il existe une certaine congruence entre l'articulation du fémur et l'articulation de la rotule.

Une prothèse de genou ne doit pas reproduire les formes exactes d'une articulation anatomique. En effet, dans cette dernière, les ménisques ajustent la congruence entre les pièces fémorales et tibiale. Les ligaments croisés et latéraux coaptent ces pièces et assurent, en coopération avec la forme asymétrique des surfaces articulaires, un déplacement relatif dans les trois plans de l'espace (frontal, sagittal et horizontal). Ces différents éléments anatomiques étant absents dans le genou prothétique, ce dernier doit répondre à trois types d'impératifs : les impératifs physiologiques, les impératifs tribologiques et les impératifs de stabilité.

### **(1) Impératifs physiologiques**

Les impératifs physiologiques du genou doivent être respectés et, en particulier, les déplacements et les positionnements respectifs du fémur par rapport au tibia : roulement-glissement avec recul du fémur lors de la flexion (90°) et avancée du fémur lors de l'extension (0°), ce



qui conditionne le moment d'action du tendon rotulien, qui commande l'efficacité de la propulsion musculaire ce qui conditionne le confort du patient, la qualité de la marche, de la montée et de la descente des escaliers, du relèvement à partir d'une position basse. Ces rapports  
 5 doivent être assurés au cours des mouvements, par la forme des surfaces articulaires des pièces prothétiques (déterminées par le dessin de la prothèse) et en particulier par un effet de came entre le fémur et l'insert, en coopération avec une tension équilibrée des ligaments latéraux de l'articulation du genou, déterminée par l'action du  
 10 chirurgien et par une instrumentation ancillaire respectant cet impératif.

## **(2) Impératifs tribologiques**

Les impératifs tribologiques doivent être respectés afin que le contact entre les pièces métalliques fémorales et les inserts en  
 15 polyéthylène tibiaux et rotuliens ne soient pas générateurs de phénomènes d'usure du polyéthylène. En particulier, les contacts doivent être les plus congruents possibles, car les contacts ponctuels, linéaires, ou faiblement surfaciques, sont générateurs de pression élevées dans le polyéthylène et donc d'usure et de fluage de ce dernier.

20 Dans certaines formes de prothèses, l'insert en polyéthylène est fixe par rapport au tibia. Dans ce cas, les mouvements tangentiels de roulement-glissement, de cisaillement et tous les mouvements de rotation se passent dans la zone de contact entre les condyles fémoraux et les glènes tibiales. Lorsque ces contacts sont faiblement surfaciques,  
 25 des pressions élevées peuvent être atteintes au niveau du polyéthylène. Les recommandations des constructeurs conseillent généralement de respecter une pression inférieure ou égale à 10MPa dans les zones de polyéthylène où l'appui est constant, c'est-à-dire dans les zones proches de la position de marche. Une pression idéale de 4 MPa est souhaitée.  
 30 Or, dans les prothèses avec une congruence faible (surfaces articulaires linéaires ou ponctuelles entre fémur et insert en polyéthylène), des pressions supérieures à 30MPa sont couramment mesurées, pouvant même atteindre 50 MPa. Ceci concourt à une dégradation rapide du polyéthylène, pouvant nécessiter des réinterventions pour changement  
 35 des implants prothétiques. Une surface de contact supérieure à 400mm<sup>2</sup> est conseillée. L'état de l'art, dans le domaine des prothèses articulaires, a conduit à fabriquer des prothèses dont les inserts en

polyéthylène sont congruents par rapport à la surface fémorale, cette congruence ayant comme corollaire que l'insert doit être mobile en rotation par rapport à l'embase tibiale. Ces implants sont appelés prothèses à plateau mobile. Dans de tels cas, une congruence articulaire peut être respectée, permettant d'obtenir des contacts surfaciques élevés. Avec ce type de prothèse, on obtient couramment des pressions de l'ordre de 4 à 8 MPa dans le polyéthylène, ce qui favorise la durée de vie de ce dernier.

Différentes prothèses congruentes existent mais elles présentent toutes deux inconvénients majeurs, que la présente invention cherche à corriger :

- la congruence du contact entre les condyles et les glènes tibiales existe surtout près de l'extension, mais diminue au cours de la flexion ;
- la congruence n'est envisagée que dans un seul plan : le plan sagittal ; ainsi, des contraintes élevées peuvent survenir dans les zones de contact lors des mouvements en inclinaison ou roulis, en rotation, ou en combinaison dans ces trois directions.

De même, les différentes surfaces doivent être tangentes les unes aux autres dans les deux plans de l'espace (sagittal et frontal), afin de permettre des glissements sans arrêts brutaux et sans contacts anguleux dans ces trois directions.

### **(3) Les impératifs de stabilité**

Le respect de la stabilité du genou porteur d'une prothèse peut être obtenu par différents mécanismes :

- conservation des deux ligaments croisés ;
- conservation du seul ligament croisé postérieur, mais il a été démontré que, dans ce cas, le déplacement antéro-postérieur ne respecte pas une cinématique satisfaisante ;
- enfin, stabilisation de la prothèse par un mécanisme central destiné à guider le fémur par rapport au tibia.

Ce dernier type de mécanisme est actuellement le plus efficace pour conserver la stabilité en accord avec la cinématique du genou et c'est un dispositif de ce type que concerne la présente invention.

L'état de l'art dans ce domaine fait apparaître plusieurs types de mécanismes :

- le plus classique est celui d'une barre venant en contact avec un pion central vertical de forme variable ;

- d'autres mécanismes font appel à une came coopérant avec une butée centrale qui présente un profil complémentaire de cette came ;  
5 par exemple, le troisième condyle fémoral central situé entre les deux condyles latéraux ;

- dans d'autres configurations prothétiques, il peut s'agir d'un troisième condyle central, lui-même en forme de cylindre transversal engagé dans un cylindre transversal se terminant à sa partie antérieure  
10 en forme de came.

Cette dernière configuration a pour effet néfaste une absence totale de liberté de mouvement antéro-postérieur entre la pièce fémorale et l'insert tibial, lorsque le cylindre possède le même axe transversal que les deux condyles latéraux. Il s'agit ainsi d'un mécanisme dit de type  
15 charnière, pouvant être responsable de pressions élevées au niveau de l'articulation entre la rotule et le fémur. Le mécanisme de roulement-glissement n'est pas respecté et l'une des conséquences en est l'existence de douleurs rotuliennes importantes. Le rattrapage d'une certaine mobilité avant/arrière dans la zone de contact entre insert en  
20 polyéthylène et plateau tibial n'est pas suffisant pour palier cet inconvénient ; cette mobilité mal localisée génère en outre un mouvement parasite dit du "roll-forward", au cours duquel le tibia recule en flexion par rapport au fémur, ce qui peut entraîner le déboîtement des pièces prothétiques.

Dans une configuration de ce type de prothèse  
25 (voir WO 98/46171 A), la saillie médiane comporte à sa face supérieure une courbure guidante, prenant appui sur une surface complémentaire située entre les deux condyles fémoraux produisant un effet de came, lequel développe un déplacement optimal du fémur par rapport au  
30 tibia. Cependant, l'emboîtement de ce dispositif dans le plan frontal reproduit une courbe brisée, source de chocs, de contact angulaire ("edge-contact"), d'arrêt dur et donc de mécanismes pouvant entraîner le descellement de la prothèse.

La présente invention est donc basée sur une prothèse à plateau  
35 mobile congruent par sa surface supérieure avec les surfaces articulaires du fémur et par sa face inférieure avec la face supérieure de l'embase métallique implantée dans le tibia.

Parmi les prothèses avec plateau mobile congruent existant actuellement, la plupart possèdent une congruence dans les zones proches de l'extension, mais cette dernière diminue de façon importante lors de la flexion à cause de la diminution progressive des rayons de courbure condyliens, dans la partie postérieure de l'articulation, alors que le rayon de courbure du plateau tibial reste constant.

D'autres implants possèdent des surfaces de contact élevées de l'extension à la flexion. Cependant, dans ces réalisations, les différents plans sagittaux (dans le plan XY) sont décalés les uns par rapport aux autres, ce qui, en vue de face, se traduit par une ligne brisée, susceptible de générer des pics de contrainte élevés au niveau du polyéthylène, ainsi que des transmissions de contraintes anormalement élevées, de chocs, et de vibrations aux sites de fixation de la prothèse lors des mouvements de roulis / inclinaison latérale.

En général, l'appui des prothèses de genou se fait par le contact entre les condyles fémoraux et le glènes tibiales, avec un appui médial et un appui latéral. Du fait que l'axe mécanique du corps allant du centre de gravité du corps vers le contact du pied au sol passe de façon médiale par rapport à l'articulation du genou, les appuis sur les deux compartiments médial et latéral du genou sont asymétriques, créant plusieurs sources de problèmes :

L'un d'eux réside dans le fait qu'un couple de descellement est créé par une compression dans le compartiment interne nettement supérieure à la compression dans le compartiment externe. De ce fait, le compartiment externe du genou a tendance à se relever au niveau de sa fixation tibiale et à entraîner une possibilité de décollement de cette dernière, source de mobilisation de la prothèse, pouvant conduire à une détérioration et à un nouvel acte chirurgical.

Une autre source de problème réside dans le fait qu'il existe entre la phase d'appui et la phase oscillante du pas un décollement de la pièce métallique fémorale par rapport à l'insert en polyéthylène, que l'on appelle en anglais "lift-off" et que l'on peut traduire en français par effet de "roulis". Ce "lift-off" se manifeste principalement entre 40 et 70° de flexion du genou, principalement dans la zone de 50 à 70°. Il s'agit en général du décollement du condyle latéral par rapport au plateau tibial latéral. Ce "lift-off", qui existe de façon physiologique (environ 1,8 mm),

peut atteindre des amplitudes de plusieurs millimètres, voire 5 mm ou plus, dans certains cas de prothèses.

5 Dans la forme d'appui élaborée selon l'invention, par le biais d'emboîtements concaves convexes dans les plans frontal et sagittal? dans la partie centrale, l'appui se fait en partie par les condyles latéraux, en partie sur les versants latéraux obliques de l'arrête centrale ainsi que sur le dôme de l'arête, ce qui, comme on le verra ci-après, est l'une des originalités principales de l'invention.

10 Dans le concept proposé selon l'invention, la résultante des transmissions des contraintes se fait préférentiellement à la partie centrale de la base tibiale, autour de son élément central de fixation que l'on appelle quille plantée au centre de l'extrémité supérieure de l'os tibial. Ce type de transmission a pour but de réduire au maximum l'effet de couple médio latéral responsable du descellement ou bien  
15 d'une usure prédominant sur l'un des deux compartiments.

L'emboîtement concave convexe dans les plans frontal et sagittal entre la dépression centrale du fémur et la saillie médiane de l'insert à pour effet (bénéfice) d'offrir un appui congruent et progressif au cours des mouvements de lift-off et ce quelque soit l'angle de flexion du genou.

20 Cette forme de contact entre la pièce métallique fémorale et l'insert en polyéthylène permet en outre de faire varier les contacts de façon continue par l'engagement progressif de la surface de contact en évitant les chocs et les vibrations qui, lorsqu'ils sont transmis aux ancrages des pièces métalliques dans l'os tibial ou fémoral, sont source  
25 de vibrations favorisant là encore le descellement des pièces prothétiques qui conduit au changement de cette dernière.

La présente invention vise à proposer une prothèse du genou qui ne présente pas les inconvénients rappelés ci-dessus des prothèses de  
30 la technique antérieure.

Un premier but de l'invention est donc une prothèse avec une surface de contact congruente et étendue au cours de la flexion du genou ainsi qu'une congruence frontale pour les mouvements de roulis et de translation et de rotation. Pour ces raisons, toutes les aspérités,  
35 angulations, ruptures de courbure, changements brusques de courbure sont évités dans les zones de contact articulaire et, particulièrement,

dans le plan frontal et plus précisément dans la partie centrale de la prothèse.

Plus précisément, l'invention vise à proposer une prothèse qui comporte, entre la pièce fémorale et l'insert, un emboîtement concave-convexe dans le plan sagittal et concave-convexe dans le plan frontal, la partie concave de l'un venant s'emboîter dans la partie convexe de l'autre dans chaque plan, sagittal et frontal, ce qui autorise une translation antéro-postérieure de la pièce fémorale par rapport à l'insert en polyéthylène rendant ainsi possible un mouvement de roulement-glissement physiologique, qui respecte le positionnement du fémur par rapport au tibia.

L'invention a également pour but une prothèse du genou dans laquelle la congruence des surfaces articulaires entre les condyles fémoraux et l'insert en polyéthylène dans le plan frontal est assurée par une succession de surfaces courbes raccordées entre elles sans zone de discontinuité, arête vive ou ligne de rebroussement permettant ainsi un mouvement de roulis, translation, inclinaison, toujours congruent dans le plan frontal quelque soit l'angle de flexion.

L'invention a enfin pour but une prothèse du genou, dans laquelle les appuis sont transmis de façon continue de la partie médiane aux parties latérales de la prothèse au cours du cycle de la marche, avec une mise en charge sans à-coup, sans risque de vibration ou de transmission brutale des contraintes, en apportant au patient un effet de souplesse confortable, puisqu'il ne perçoit pas de chocs.

A cet effet, l'invention a pour objet une prothèse du genou du type comportant une pièce fémorale généralement métallique, apte à être implantée dans le fémur, une pièce tibiale généralement métallique, apte à être implantée dans le tibia, et une pièce intermédiaire ou insert, en une matière plastique telle que le polyéthylène, interposée entre la pièce tibiale et la pièce fémorale, l'insert pouvant être solidaire de la pièce tibiale ou mobile en rotation autour d'un axe longitudinal par rapport à celle-ci, la pièce fémorale comportant, d'une part, deux parties latérales à surface condylienne, aptes à prendre appui et à se déplacer dans deux cavités latérales de profil approprié de l'insert, et, d'autre part, une partie centrale en creux disposée entre les parties condyliennes latérales et apte à prendre appui sur une partie centrale en saillie de l'insert, cette prothèse étant caractérisée en ce que la partie

centrale en saillie de la surface de l'insert tournée vers la pièce  
fémorale, a une forme convexe, vue de face, et une forme concave, vue  
de profil, tandis que la voûte intercondylienne de la pièce fémorale a  
une forme concave vue de face et convexe vue de profil depuis l'avant  
5 jusqu'à l'arrière du fémur lui permettant de chevaucher la partie en  
saillie de l'insert au cours de ses déplacements relatifs et de coopérer  
avec elle à la manière d'une came.

Plus précisément, les surfaces de la pièce fémorale et de l'insert  
appelées à entrer en contact au cours des mouvements relatifs des deux  
10 pièces ne comportent aucune discontinuité, ni arête vive, et coopèrent  
par chevauchement de parties concaves et de parties convexes au cours  
de la totalité de ces mouvements dans chacun des plans sagittal et  
frontal.

Les surfaces de la pièce fémorale et de l'insert disposées en regard  
15 sont sensiblement complémentaires, à des jeux ou "laxités" près,  
destinés à autoriser les mouvements suivants :

- dans un plan frontal : mouvement de "lift-off", c'est-à-dire de  
soulèvement glissant d'un condyle et angulation, avec contact toujours  
congruent ;

- 20 - dans un plan sagittal : mouvement de flexion extension avec,  
préférentiellement, roulement-glissement du fémur sur l'insert, mais  
avec une laxité antéro-postérieure de quelques millimètres, permettant  
un autocentrage ;

- dans un plan horizontal : rotation par rapport à un axe vertical,  
25 dont l'amplitude varie suivant que l'insert est mobile en rotation ou non  
par rapport à la pièce tibiale ; selon l'invention, l'insert est, de  
préférence, libre en rotation axiale.

La partie dorsale en saillie de la surface de l'insert tournée vers la  
pièce fémorale, vue de face, a une forme convexe et, vue de profil, une  
30 forme concave, et elle est chevauchée par une partie formant une  
dépression de forme sensiblement complémentaire de la partie  
intercondylienne de la pièce fémorale, dont la forme est concave vue de  
face et convexe vue de profil. On obtient ainsi un emboîtement concave-  
convexe des deux pièces, à la manière d'un cavalier sur sa selle,  
35 pendant la totalité du mouvement relatif de ces pièces.

Plus précisément, en coupe par un plan frontal, la surface de  
l'insert tournée vers la surface correspondante de la pièce fémorale

comporte une portion centrale ondulée dont la convexité est tournée vers la pièce fémorale et qui se raccorde tangentiellement de chaque côté à une partie en creux ayant une forme qui correspond sensiblement à celle de la partie condylienne associée de la pièce fémorale, l'ensemble formant une courbe ondulée, sans discontinuité, ni arête vive, apparentée à une sinusoïde.

La dépression associée de la partie fémorale a un profil sensiblement complémentaire depuis l'avant jusqu'à l'arrière des condyles fémoraux dans les deux plans sagittal et frontal ; cette dépression et la partie en saillie de l'insert coopèrent à la manière d'une came dans le plan sagittal, lors du déplacement relatif des deux pièces dans ce plan.

Dans la pratique, la forme précise à adopter pour cette came est définie à partir de radiographies du genou à diverses positions de flexion, de manière à reproduire aussi exactement que possible le déplacement antéro-postérieur de l'articulation naturelle en roulement glissement, tout en autorisant une laxité de quelques millimètres.

Plus précisément, cette came est telle qu'à un angle de flexion à  $0^\circ$ , le centre des appuis du fémur sur l'insert soit de quelques millimètres en arrière du centre de l'insert, à partir d'un certain degré de flexion compris entre  $15^\circ$  et  $20^\circ$ .

De façon connue en soi, en coupe par un plan sagittal, les parties condyliennes de la pièce fémorale ont la forme d'une spire, dont le type peut être absolument quelconque, et les surfaces correspondantes de l'insert, destinées à recevoir ces parties condyliennes ont également la forme d'une spire de profil sensiblement complémentaire et de rayon légèrement supérieur. La nature géométrique des spires n'a pas à être prise en considération dans le cadre de la présente invention, mais, conformément à celle-ci, il est essentiel que les surfaces de l'insert et celles de la pièce fémorale qui présentent cette forme dans un plan sagittal et les surfaces qui leurs sont contiguës se raccordent de façon tangentielle dans toutes les directions, sans aucune discontinuité, arête vive ou ligne de rebroussement.

La construction de ce dispositif est réalisée tant pour la pièce fémorale que pour l'insert, à partir de deux courbes génératrices :

- Une génératrice dans le plan frontal ondulée de type sinusoïdal sans aucune angulation pour le fémur et pour l'insert ;



- Une génératrice dans le plan sagittal de type spirale pour le fémur et pour l'insert.
- Ces génératrices perpendiculaires dessinent chacune des surfaces en trois dimensions, la surface du fémur et celle de l'insert.

5 Les dessins schématiques annexés illustrent de façon plus détaillée une forme de réalisation de l'invention. Ils n'ont naturellement aucun caractère limitatif. Sur ces dessins :

la figure 1 est une vue en perspective éclatée d'une prothèse du genou conforme à l'invention ;

10 la figure 2 est une vue schématique à plus grande échelle illustrant la forme sensiblement complémentaire des surfaces en regard de l'insert et de la pièce fémorale ; et

la figure 3 représente des coupes par un plan frontal des surfaces en regard de l'insert et de la pièce fémorale.

15 La prothèse du genou illustrée par la figure 1 comprend une pièce fémorale 1, généralement métallique, apte à être implantée dans le fémur du patient, une pièce tibiale 2, également métallique, apte à être implantée dans le tibia du patient, et un insert 3, généralement en une matière plastique telle que le polyéthylène.

20 L'insert 3 prend appui sur un plateau 4 de la pièce tibiale 2 et peut être fixé en position sur celle-ci ou, comme représenté sur le dessin, mobile en rotation par rapport au plateau 4 autour d'un axe qui, en position d'utilisation de la prothèse, est disposé verticalement. Dans ce but, l'insert 3 comporte ici, faisant saillie à partir de sa surface  
25 tournée vers la pièce 2, un pion 5 engagé dans une quille centrale creuse 6 de la pièce tibiale 2, de façon connue en soi.

De façon usuelle, la pièce fémorale 1 comporte deux parties latérales condyliennes 7 dont la section, en coupe par un plan sagittal, a la forme d'une spire, dont la nature géométrique exacte est étrangère  
30 à la présente invention.

La pièce fémorale 1 est destinée à se déplacer préférentiellement suivant un mouvement de roulement-glissement avec une tolérance de quelques millimètres dans les parties condyliennes 7 sur des parties en creux 8 de la face de l'insert 3 tournée vers la pièce 1, qui ont des  
35 formes sensiblement correspondantes, également à profil de spire vues en coupe dans un plan sagittal.

Conformément à l'invention, l'insert 3 présente dans sa partie centrale une partie dorsale en saillie 9 formant came qui, vue de face (voir figures 2 et 3), présente un profil ondulé dont la convexité est tournée vers la pièce fémorale, tandis que, en vue de côté, elle présente un profil concave, cette partie 9 en saillie ne comportant aucune discontinuité; angulation ou arête vive, et se raccordant tangentiellement dans toutes les directions aux surfaces 8 contiguës, également sans discontinuité, angulation ou arête vive. La voûte intercondylienne 10 de la pièce fémorale 1 a une forme sensiblement complémentaire de celle de la partie 9 de l'insert qu'elle chevauche de l'extension à la flexion complète et, elle aussi, se raccorde tangentiellement aux parties condyliennes 7 dans toutes les directions, sans discontinuité, angulation ou arête vive.

Ce chevauchement de la partie fémorale sur l'insert 3 se traduit donc par un emboîtement concave-convexe des deux pièces dans un plan sagittal et un emboîtement concave-convexe des deux pièces dans un plan frontal, autorisant cependant une translation antéro-postérieure de la pièce fémorale 1 par rapport à l'insert 3, le guidage se faisant par l'engagement de la partie 9 en saillie de l'insert, dont la surface supérieure en coupe dans un plan sagittal est concave, dans la voûte intercondylienne 10 de la pièce fémorale 1, et dont la face inférieure médiane est convexe dans un plan sagittal ce processus ayant lieu tout au long du mouvement de flexion extension.

Cet emboîtement concave-convexe médian permet également l'arrêt des déplacements anormaux (subluxation ou luxation) vers l'avant ou vers l'arrière du fémur par rapport au tibia et vice-versa, avec l'avantage d'une progressivité de cet arrêt, du fait de la continuité des surfaces en contact mutuel.

Ainsi qu'il a été expliqué ci-dessus, la complémentarité des surfaces des parties 9 et 10 qui viennent en contact mutuel au cours du déplacement relatif de la pièce fémorale 1 et de l'insert 2 n'est pas parfaite et doit présenter des jeux ou "laxités" autorisant un mouvement de soulèvement glissant d'une partie condylienne ou "lift-off", d'une ampleur d'environ 2 à 5 mm dans le plan frontal, une laxité antéro-postérieure globale ou "tiroir", dans un plan sagittal, comprise également entre 2 et 5 mm, et une rotation autour d'un axe vertical,

dans un plan horizontal, de l'ordre de  $8^\circ$ , mais pouvant être inférieure lorsque l'insert 3 est lui-même mobile par rapport à la pièce tibiale 2.

Comme il a été précédemment indiqué, la forme précise de la partie en saillie 9 formant came dans le plan sagittal est déterminée en procédant à des radiographies de l'articulation du genou, replié en un grand nombre de positions différentes, et elle n'est pas définie par une équation mathématique précise.

Les différentes surfaces, respectivement du fémur et de l'insert, sont simplement tangentes entre elles dans tous les plans, sans aucune zone de rupture, la surface de contact se déplaçant de l'avant vers l'arrière de l'insert, comme le veut la physiologie.

De même, en coupe dans un plan frontal, la surface S1 de la pièce fémorale 1 et la surface S2 de l'insert (voir figure 3) n'ont pas une forme mathématiquement définie de façon précise et les différentes portions des deux courbes comprennent des rayons de courbure différents tels que  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ ,  $R'_1$ ,  $R'_2$ ,  $R'_3$ , et se raccordent tangentielllement entre elles.

On notera que la partie centrale en creux 10 de la pièce fémorale 1 se raccorde par une courbure de rayon  $R_2$  constant d'avant en arrière avec les parties latérales 7 de cette pièce 1. De même, la partie centrale convexe 9 de l'insert 3 tournée vers la partie fémorale 1 se raccorde par une courbure de rayon  $R'_2$  constant d'avant en arrière avec les parties latérales en creux 8 de cet insert.

La prothèse conforme à l'invention présente l'avantage de respecter la cinématique physiologique du genou, c'est-à-dire le mouvement préférentiel de roulement-glissement de l'articulation, avec recul du fémur, lors de la flexion, et avancée du fémur lors de l'extension, ce qui optimise le moment d'action de l'appareil extenseur et donc la force de propulsion du genou, lors d'une montée, d'une descente et d'un relèvement.

Elle présente également l'avantage :

- de garder une surface de contact élevée au cours de la flexion du genou, ce qui génère comme corollaire une pression basse dans le polyéthylène et donc une usure faible de la prothèse ;
- de conserver une congruence lors des mouvements d'inclinaison dans le plan frontal, donc une absence de chocs et de mécanismes d'arrachement ou de descellement ;

de conférer à ce dispositif une bonne stabilité des pièces l'une par rapport à l'autre, lors des déplacements d'avant en arrière et d'inclinaison latérale.

## REVENDICATIONS

1. Prothèse du genou du type comportant une pièce fémorale (1) généralement métallique, apte à être implantée dans le fémur, une pièce tibiale (2) généralement métallique, apte à être implantée dans le tibia, et une pièce intermédiaire ou insert (3), en une matière plastique telle que le polyéthylène, interposée entre la pièce tibiale et la pièce fémorale, l'insert pouvant être rigidement solidaire de la pièce tibiale ou mobile en rotation autour d'un axe vertical par rapport à celle-ci, la pièce fémorale comportant, d'une part, deux parties latérales (7) à surface condylienne, aptes à prendre appui et à se déplacer dans deux cavités latérales (8) de profil approprié de l'insert, et, d'autre part, une partie centrale en creux (10) disposée entre les parties condyliennes latérales et apte à prendre appui sur une partie centrale (9) en saillie de l'insert, cette prothèse étant caractérisée en ce que la partie centrale en saillie (9) de la surface de l'insert (3) tournée vers la pièce fémorale (1), a une forme convexe, vue de face, et une forme concave, vue de profil, tandis que la voûte intercondylienne (10) de la pièce fémorale (1) a une forme concave, vue de face, et convexe, vue de profil, depuis l'avant jusqu'à l'arrière du fémur, lui permettant de chevaucher la partie en saillie (9) de l'insert au cours de ses déplacements relatifs et de coopérer avec elle à la manière d'une came.

2. Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce que les surfaces de la pièce fémorale (2) et de l'insert (3) appelées à entrer en contact au cours des mouvements relatifs des deux pièces ne comportent aucune discontinuité, ni arête vive, et coopèrent par chevauchement de parties concaves et de parties convexes au cours de la totalité de ces mouvements dans chacun des plans sagittal et frontal.

3. Prothèse selon la revendication 2, caractérisée en ce que, en coupe dans un plan frontal, la surface de l'insert (3) tournée vers la surface correspondante de la pièce fémorale (1) est une courbe (S2) qui comporte une portion centrale ondulée (9), dont la convexité est tournée vers la pièce fémorale et qui se raccorde tangentiellement de chaque côté à une partie en creux (8) ayant une forme correspondant sensiblement à celle de la partie condylienne associée de la pièce fémorale (1), l'ensemble formant une courbe ondulée sans discontinuité, ni arête vive, du type général d'une sinusoïde.

4. Prothèse selon l'une des revendications 2 et 3 caractérisée en ce que, en coupe dans un plan frontal, la surface de la partie fémorale(1) tournée vers la surface correspondante de l'insert (3) est une courbe (S1) qui comporte une portion centrale ondulée (9), dont la concavité est tournée vers l'insert et qui se raccorde tangentiellement de chaque côté aux parties condyliennes (7) de la pièce fémorale (1), l'ensemble formant une courbe ondulée sans discontinuité, ni arête vive, du type général d'une sinusoïde.

5. Prothèse selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisée en ce que la saillie centrale convexe (9) de l'insert (3) tournée vers la partie fémorale (1) se raccorde par une courbure de rayon ( $R'_2$ ) constant d'avant en arrière avec les parties latérales en creux (8) de cet insert.

6. Prothèse selon la revendication 5, caractérisée en ce que la partie centrale en creux (10) de la pièce fémorale (1) se raccorde par une courbure de rayon ( $R_2$ ) constant d'avant en arrière avec les parties latérales (7) de cette pièce (1).

7. Prothèse selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisée en ce que la surface fémorale est développée à partir d'une courbe spirale dans le plan sagittal et d'une courbe ondulée de type sinusoïdal dans le plan frontal et en ce que la surface de l'insert est développée à partir d'une courbe spirale dans le plan sagittal et d'une courbe ondulée de type sinusoïdal dans le plan frontal, les deux surfaces ayant un emboîtement concave convexe dans chacun de ces deux plans.

8. Prothèse selon la revendication 7, caractérisée en ce que, de façon connue en soi, les parties condyliennes (7) de la pièce fémorale (1) ont, en coupe par un plan sagittal, la forme d'une spire, de forme géométrique quelconque.

9. Prothèse selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisée en ce que la partie en saillie (9) de l'insert (3) et la partie en creux (10) de l'espace intercondylien de la pièce fémorale (1) ont, dans le plan sagittal, deux courbures qui coopèrent à la manière d'une came et qui sont déterminées à partir de radiographies du mouvement de cette articulation, cette came étant telle qu'à un angle de flexion de  $0^\circ$ , le centre des appuis du fémur sur l'insert soit de quelques millimètres en avant du centre de l'insert (3) et que ce centre recule de quelques millimètres en arrière du centre de l'insert, à partir d'un certain degré de flexion compris entre  $15^\circ$  et  $20^\circ$ .

Seize pages

comporte une portion centrale ondulée dont la convexité est tournée vers la pièce fémorale et qui se raccorde tangentiellement de chaque côté à une partie en creux ayant une forme qui correspond sensiblement à celle de la partie condylienne associée de la pièce fémorale, l'ensemble formant une courbe ondulée, sans discontinuité, ni arête vive, apparentée à une sinusoïde.

La dépression associée de la partie fémorale a un profil sensiblement complémentaire depuis l'avant jusqu'à l'arrière des condyles fémoraux dans les deux plans sagittal et frontal ; cette dépression et la partie en saillie de l'insert coopèrent à la manière d'une came dans le plan sagittal, lors du déplacement relatif des deux pièces dans ce plan.

Dans la pratique, la forme précise à adopter pour cette came est définie à partir de radiographies du genou à diverses positions de flexion, de manière à reproduire aussi exactement que possible le déplacement antéro-postérieur de l'articulation naturelle en roulement glissement, tout en autorisant une laxité de quelques millimètres.

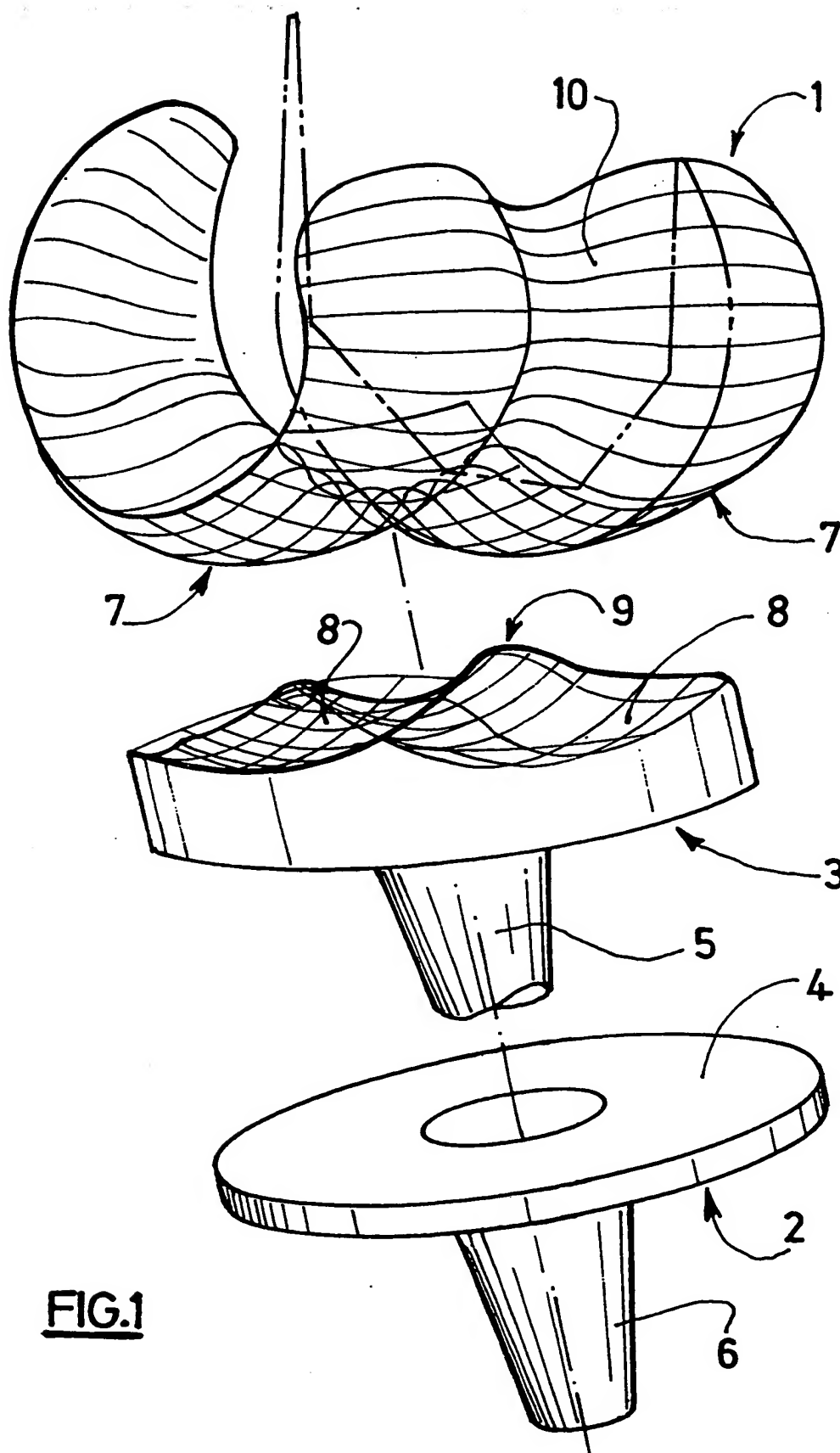
Plus précisément, cette came est telle qu'à un angle de flexion de  $0^{\circ}$ , le centre des appuis du fémur sur l'insert soit de quelques millimètres en avant du centre de l'insert et qu'il soit de quelques millimètres en arrière de ce centre, à partir d'un certain degré de flexion compris entre  $15^{\circ}$  et  $20^{\circ}$ .

De façon connue en soi, en coupe par un plan sagittal, les parties condyliennes de la pièce fémorale ont la forme d'une spire, dont le type peut être absolument quelconque, et les surfaces correspondantes de l'insert, destinées à recevoir ces parties condyliennes ont également la forme d'une spire de profil sensiblement complémentaire et de rayon légèrement supérieur. La nature géométrique des spires n'a pas à être prise en considération dans le cadre de la présente invention, mais, conformément à celle-ci, il est essentiel que les surfaces de l'insert et celles de la pièce fémorale qui présentent cette forme dans un plan sagittal et les surfaces qui leurs sont contiguës se raccordent de façon tangentielle dans toutes les directions, sans aucune discontinuité, arête vive ou ligne de rebroussement.

La construction de ce dispositif est réalisée tant pour la pièce fémorale que pour l'insert, à partir de deux courbes génératrices :

- Une génératrice dans le plan frontal ondulée de type sinusoïdal sans aucune angulation pour le fémur et pour l'insert ;

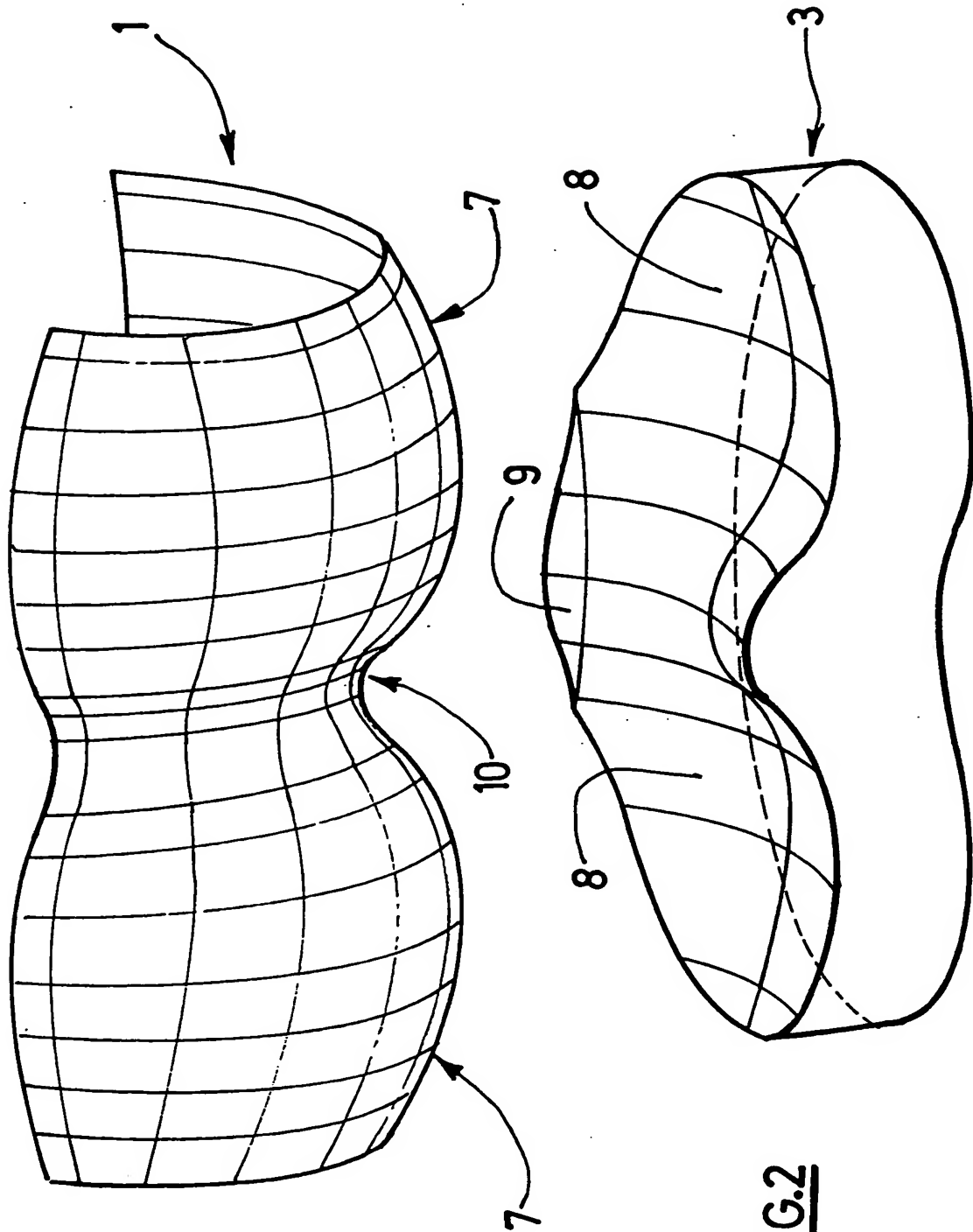
1/3



**FIG.1**







**FIG.2**

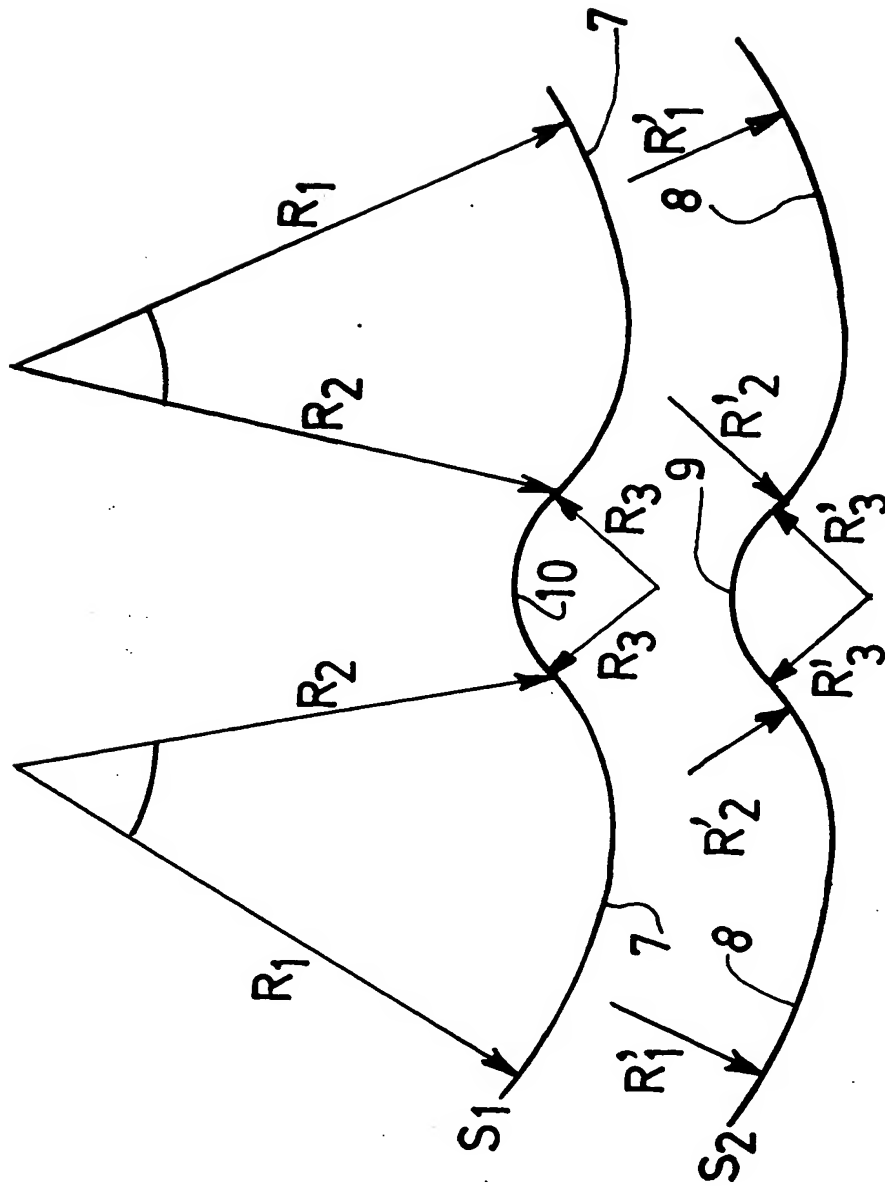


FIG.3